

GERMAN TRANSLATION AID

Es bedeutet: (It means:)

- X: Druckschriften, die Neuheit oder Erfindungshöhe allein in Frage stellen
(Publications, which question novelty or just obviousness)
- Y: Druckschriften, die die Erfindungshöhe zusammen mit anderen Druckschriften in Frage stellen
(Publications which, together with other publications, question obviousness)
- A: Allgemein zum Stand der Technik, technologischer Hintergrund
(General state of the art, technological background)
- O: Nicht-schriftliche Offenbarung, z. B. ein in einer nachveröffentlichten Druckschrift abgedruckter Vortrag, der vor dem Anmelde- oder Prioritätstag öffentlich gehalten wurde
(Non-written disclosure, for example, a printed post publication of a lecture which was publicly made before the filing date or priority date)
- P: Im Prioritätsintervall veröffentlichte Druckschriften
(Publications publicized in a priority interval)
- T: Nachveröffentlichte, nicht kollidierende Druckschriften, die die Theorie der angemeldeten Erfindung betreffen und für ein besseres Verständnis der angemeldeten Erfindung nützlich sein können bzw. zeigen daß der angemeldeten Erfindung zugrunde liegende Gedankengänge oder Sachverhalte falsch sein könnten
(Post publications, not anticipating publications, which refer to the theory of the filed invention and which refer could be useful for a better understanding or, as the case may be, which could show that reasoning or facts of the filed invention are incorrect)
- E: Ältere Anmeldungen gemäß §3 Abs.2 PatG (bei Recherchen nach § 43 PatG); ältere Patentanmeldungen oder ältere Gebrauchsmuster gemäß § 15 GbmG (bei Recherchen nach § 7 GbmG)

THIS PAGE BLANK (USPTO)

(Older applications under § 3 section 2 PatG (inquiries under § 43 PatG); older patent applications or patents under § 15 GbmG (inquiries under § 7 GmbG))

D: Druckschriften, die bereits in der Patentmeldung genannt sind

(Publications, which are cited in the patent application)

L: Aus besonderen Gründen genannte Druckschriften, z. B. zum Veröffentlichungstag einer Entgegenhaltung oder bei Zweifeln an der Priorität.

(Publications which are cited for a particular reason, for example, relative to the publication date of a reference or cast doubt on the priority)

Veröff: Veröffentlichungstag einer Druckschrift im Prioritätsintervall

(Publication date of a publication in a priority interval)

nr: Nicht recherchiert, da allgemein bekannter Stand der Technik, oder nicht recherchierbar

(Not searched, because it is known state of the art, or cannot be searched)

=: Druckschriften, die auf dieselbe Ursprungsanmeldung zurückgehen ("Patentfamilien"), oder auf die sich Referate oder Abstracts beziehen.

(Publications, which refer to the same original application ("patent family"), or which are referred to in reviews or abstracts.)

“-“: Nichts ermittelt

(Nothing discovered)

Hier sind die Ansprüche unter Zuordnung zu den in Spalte 2 genannten relevanten Stellen angegeben.

(The claims are stated herein which refer to the relevant positions recited in column 2.)

THIS PAGE BLANK (USPTO)

GERMAN TRANSLATION AID

Page 3 of 3

Seite	(page)
Zeile	(line)
Abbildungen	(Drawings)
Spalte	(Column)
Absatz	(Paragraph)
Zusammenfassung	(Abstract of Disclosure)

THIS PAGE BLANK (USPTO)

Verfahren zur Ermittlung v n Dichte- und Ordnungszahlverteilungen bei radi graphischen Untersuchungsverfahren

Patent number: DE10143131
Publication date: 2003-04-03
Inventor: STIERSTORFER KARL (DE); HEISMAN BJOERN (DE)
Applicant: SIEMENS AG (DE)
Classification:
- **international:** G01N23/083; A61B6/00
- **european:** A61B6/00D
Application number: DE20011043131 20010903
Priority number(s): DE20011043131 20010903

Also published as:

WO03024331 (A3)
WO03024331 (A2)

Abstract of DE10143131

The invention relates to a method, an X-ray apparatus and a computer software product, which make it possible to determine the distributions of material density and atomic number in objects to be examined of the human or animal type and in objects to be examined that are used in material and safety engineering. The functional dependency of a first X-ray absorption value of density and atomic number is determined in the instance of a first X-ray spectrum, and at least the functional dependency of a second X-ray absorption value of density and atomic number is determined in the instance of a second X-ray spectrum. Based on a recording of a first distribution of X-ray absorption values of the object to be examined in the instance of a first X-ray spectrum, and on a recording of at least one second distribution of X-ray absorption values of the object to be examined in the instance of a second X-ray spectrum, the values for density and atomic number are determined by comparing the functional dependency of a first X-ray absorption value of the first distribution of X-ray absorption values with the functional dependency(ies) of the X-ray absorption values, which are assigned to the first X-ray absorption value, of the second and/or other distributions of X-ray absorption values.

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

THIS PAGE BLANK (USPTO)



①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑫ **Off nl gungsschrift**
⑩ **DE 101 43 131 A 1**

⑤1 Int. Cl.⁷:
G 01 N 23/083
A 61 B 6/00

⑳ Aktenzeichen: 101 43 131.7
㉔ Anmeldetag: 3. 9. 2001
㉔ Offenlegungstag: 3. 4. 2003

DE 101 43 131 A 1

㉔1 Anmelder:
Siemens AG, 80333 München, DE

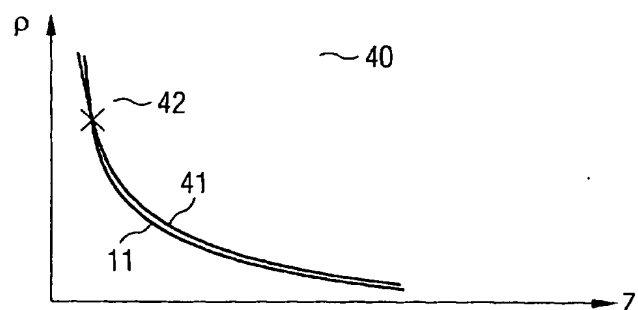
㉔2 Erfinder:
Heismann, Björn, Dr., 91052 Erlangen, DE;
Stierstorfer, Karl, Dr., 91052 Erlangen, DE

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

㉔4 Verfahren zur Ermittlung von Dichte- und Ordnungszahlverteilungen bei radiographischen Untersuchungsverfahren

㉔7 Beschrieben werden ein Verfahren, eine Röntgenapparatur und ein Computersoftwareprodukt, die ein Ermitteln der Verteilungen von Materialdichte und Ordnungszahl in Untersuchungsobjekten menschlicher wie tierischer Natur und in Untersuchungsobjekten der Material- und Sicherheitstechnik ermöglichen. Es wird die funktionale Abhängigkeit eines ersten Röntgenabsorptionswertes von Dichte und Ordnungszahl bei einem ersten Röntgenstrahlspektrum und zumindest die funktionale Abhängigkeit eines zweiten Röntgenabsorptionswertes von Dichte und Ordnungszahl bei einem zweiten Röntgenstrahlspektrum bestimmt. Ausgehend von einem Aufzeichnen einer ersten Verteilung von Röntgenabsorptionswerten des Untersuchungsobjekts bei einem ersten Röntgenstrahlspektrum und einem Aufzeichnen zumindest einer zweiten Verteilung von Röntgenabsorptionswerten des Untersuchungsobjekts bei einem zweiten Röntgenstrahlspektrum werden die Werte für Dichte und Ordnungszahl aus einem Vergleich der funktionalen Abhängigkeit eines ersten Röntgenabsorptionswertes der ersten Verteilung von Röntgenabsorptionswerten mit der oder den funktionalen Abhängigkeiten der dem ersten Röntgenabsorptionswert zugeordneten Röntgenabsorptionswerte der zweiten und/oder weiteren Verteilungen von Röntgenabsorptionswerten ermittelt.



DE 101 43 131 A 1

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren, eine Röntgenapparatur und ein Computersoftwareprodukt zur Ermittlung von Bilddaten über die Verteilung physikalisch und chemisch relevanter Daten in Untersuchungsobjekten menschlicher oder tierischer Natur oder aus dem Bereich der Material- oder Sicherheitsprüfung. Insbesondere betrifft die Erfindung ein Auftrennen radiographischer Bilddaten in eine Verteilung der Materialdichte und eine Verteilung der Ordnungszahl im Untersuchungsobjekt.

[0002] Ergebnis aller radiographischen Verfahren, wie beispielsweise der Computer-Tomographie, der Mammographie, der Angiographie, der Röntgen-Inspektionstechnik oder vergleichbarer Verfahren, ist die Darstellung der Schwächung eines Röntgenstrahls entlang seines Weges von der Röntgenquelle zum Röntgendetektor. Diese Schwächung wird von den durchstrahlten Medien bzw. Materialien entlang des Strahlengangs verursacht. Die Schwächung wird üblicherweise als der Logarithmus des Verhältnisses der Intensität der geschwächten zur Primärstrahlung definiert und bezogen auf ein Wegnormal als Schwächungskoeffizient des Materials bezeichnet.

[0003] Eine Vielzahl radiographischer Untersuchungsgeräte verwendet zur Darstellung der Schwächungsverteilung eines Röntgenstrahls in einem Untersuchungsgegenstand statt des Schwächungskoeffizienten einen auf den Schwächungskoeffizienten von Wasser normierten Wert, die CT-Zahl. Diese berechnet sich aus einem aktuell durch Messung ermittelten Schwächungskoeffizienten μ und dem Referenz-Schwächungskoeffizienten μ_{H_2O} nach folgender Gleichung:

$$C = 1000 \times \frac{\mu - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}} \quad [HU] \quad (1)$$

mit der CT-Zahl C in der Einheit Hounsfield [HU]. Für Wasser ergibt sich ein Wert $C_{H_2O} = 0$ HU und für Luft ein Wert $C_L = -1000$ HU.

[0004] Da beide Darstellungen ineinander transformierbar bzw. äquivalent sind, bezeichnet im folgenden der allgemein gewählte Begriff Schwächungswert sowohl den Schwächungskoeffizienten μ als auch den CT-Wert. Ferner werden im Sachzusammenhang dieser Erfindungsbeschreibung die Begriffe Material und Gewebe austauschbar verwendet. Es wird unterstellt, dass ein Material im Kontext einer medizinisch angezeigten Untersuchung ein anatomisches Gewebe sein kann, und umgekehrt unter Gewebe in der Material- und Sicherheitsprüfung ein beliebiges Material eines Untersuchungsobjekts zu verstehen ist.

[0005] Erhöhte Schwächungswerte lassen sich entweder auf Materialien höherer Ordnungszahl, wie beispielsweise Calcium im Skelett oder Jod in einem Kontrastmittel zurückführen, oder auf eine erhöhte Weichteildichte, wie etwa bei einem Lungenknoten. Der lokale Schwächungskoeffizient μ am Ort \vec{r} ist abhängig von der in das Gewebe bzw. Material eingestrahlten Röntgenenergie E und der lokalen Gewebe- bzw. Materialdichte ρ entsprechend der folgenden Gleichung:

$$\mu = \mu(E, \vec{r}) = \left(\frac{\mu}{\rho} \right)(E) \times \rho(\vec{r}) \quad (2)$$

mit dem energie- und materialabhängigen Massenschwächungskoeffizienten

$$\left(\frac{\mu}{\rho} \right)(E).$$

[0006] Die energieabhängige Röntgenabsorption eines Materials, wie sie von seiner effektiven Ordnungszahl bestimmt wird, überlagert daher die von der Materialdichte beeinflusste Röntgenabsorption. Materialien bzw. Gewebe unterschiedlicher chemischer wie physikalischer Zusammensetzung können daher im Röntgenbild identische Schwächungswerte aufweisen. Umgekehrt kann dagegen aus dem Schwächungswert einer Röntgenaufnahme nicht auf die Materialzusammensetzung eines Untersuchungsobjekts geschlossen werden.

[0007] Eine korrekte Interpretation der somit eigentlich eher unanschaulichen Verteilung der Schwächungswerte in einem mit einem radiographischen Untersuchungsverfahren erstellten Röntgenbild kann im medizinischen Sektor meist nur aufgrund morphologischer Kriterien erfolgen und erfordert meist einen Radiologen mit jahrzehntelanger Erfahrung auf seinem Gebiet. Dennoch können in einigen Fällen Strukturen, die in der Bildgebung einer Röntgenuntersuchung mit erhöhten Schwächungswerten auffallen, nicht klar klassifiziert werden. Beispielsweise ist eine hilusnahe Verkalkung auf einer Thoraxübersichtsaufnahme nur schwer von einem orthograd zur Bildebene liegenden Gefäß zu unterscheiden. Auch eine diffuse Kalkeinlagerung kann beispielsweise kaum von einer frischen Einblutung unterschieden werden.

[0008] Auch in der Material- und Sicherheitsprüfung ergänzt der Prüfer i. a. die Information der Darstellung einer Schwächungswert-Verteilung durch seine persönliche Fachkenntnis und berufliche Erfahrung. Dennoch ist ihm z. B. ein sicheres Unterscheiden einer kunststoffgebundenen Sprengstoffmischungen von einem nichtexplosiven Kunststoff direkt aus einem Röntgenbild nicht möglich.

[0009] Hierfür sind Verfahren zur Darstellung materialcharakteristischer Werte erforderlich. W. Kalender et. al. beschreiben in "Materialselektive Bildgebung und Dichtemessung mit der Zwei-Spektren-Methode, I. Grundlagen und Methodik, W. Kalender, W. Bautz, D. Felsenberg, C. Süß und E. Klotz, Digit. Bilddiagn. 7, 1987, 66-77, Georg Thieme Verlag" ein Verfahren zur Basismaterialzerlegung bei Röntgenaufnahmen. Das Verfahren basiert auf dem Effekt, dass Materialien und Gewebe höherer Ordnungszahl niederenergetische Röntgenstrahlung deutlich stärker absorbieren als Materialien bzw. Gewebe niedriger Ordnungszahl. Bei höheren Röntgenstrahlenergien gleichen sich dagegen die Schwächungswerte an und sind vorwiegend eine Funktion der Materialdichte.

[0010] Im Kontext dieser Beschreibung wird der Begriff Ordnungszahl, soweit nicht anders angegeben, nicht im stren-

gen, elementbezogenen Sinn verwendet, sondern bezeichnet stattdessen eine effektive Ordnungszahl eines Gewebes, respektive Materials, die sich aus den chemischen Ordnungszahlen und Atomgewichten der am Aufbau des Gewebes bzw. Materials beteiligten Elemente berechnet.

[0011] Im von W. Kalender et. al vorgeschlagenen Verfahren werden die Röntgenschwächungswerte eines Untersuchungsobjekts mit Röntgenstrahlen niederer und höherer Energie gemessen und die erhaltenen Werte mit den entsprechenden Referenzwerten zweier Basismaterialien wie beispielsweise Calcium (für Skelettmaterial) und Wasser (für Weichteilgewebe) verglichen. Es wird angenommen, dass sich jeder Messwert als lineare Superposition der Messwerte der beiden Basismaterialien darstellen lässt. Zum Beispiel kann für jedes Element der bildlichen Darstellung des Untersuchungsobjekts aus dem Vergleich mit den Werten der Basismaterialien ein Skelettanteil und ein Weichteilgewebeanteil berechnet werden, so dass eine Transformation der ursprünglichen Aufnahmen in Darstellungen der beiden Basismaterialien Skelettmaterial und Weichteilgewebe resultiert.

[0012] Die Basismaterialzerlegung bzw. das Zwei-Spektren-Verfahren eignet sich damit zur Auftrennung bzw. Unterscheidung von anatomischen Strukturen in menschlichen und tierischen Geweben mit stark unterschiedlicher Ordnungszahl. In der Material- und Sicherheitsprüfung könnte damit beispielsweise eine Auftrennung nach vordefinierten Materialarten, sogenannten Materialklassen, erfolgen. Eine funktionelle Darstellung, die physikalische und chemische Charakteristiken der untersuchten Materialien bzw. Variationen dieser Charakteristiken innerhalb einer Materialart erkennen lässt, ist nicht Zielrichtung der Basismaterialzerlegung.

[0013] Es ist daher Aufgabe der vorliegenden Erfindung ein Verfahren, eine Röntgenapparatur und ein Computersoftwareprodukt vorzuschlagen, die auf der Basis radiographisch erstellter Absorptionsdaten eines Untersuchungsobjekts chemisch und physikalisch relevante Information über das Untersuchungsobjekt erstellen.

[0014] Diese Aufgabe wird gelöst durch ein Verfahren zur Ermittlung der Verteilungen von Dichte und Ordnungszahl in einem Untersuchungsobjekt mit Schritten zum Aufzeichnen einer ersten Verteilung von Röntgenabsorptionswerten des Untersuchungsobjekts bei einem ersten Röntgenspektrum und zum Aufzeichnen zumindest einer zweiten Verteilung von Röntgenabsorptionswerten des Untersuchungsobjekts bei einem zweiten Röntgenstrahlspektrum, zum Bestimmen einer ersten funktionalen Abhängigkeit eines ersten Röntgenabsorptionswertes der ersten Verteilung von Röntgenabsorptionswerten von Dichte und Ordnungszahl und zum Bestimmen einer zweiten funktionalen Abhängigkeit eines, dem ersten Röntgenabsorptionswert zugeordneten zweiten Röntgenabsorptionswertes der zweiten Verteilung von Röntgenabsorptionswerten von Dichte und Ordnungszahl, und zum Ermitteln eines Werts für die Dichte und die Ordnungszahl aus einem Vergleich der ersten funktionalen Abhängigkeit mit der zweiten funktionalen Abhängigkeit und/oder weiteren funktionalen Abhängigkeiten.

[0015] Der im Zusammenhang dieser Schrift verwendete Begriff "Röntgenspektrum" besitzt eine weiter gefasste Bedeutung als nur die Spektralverteilung einer von der Röntgenquelle der Apparatur emittierten Röntgenstrahlung. Auf Seiten der Röntgendetektoren werden unterschiedliche Spektralanteile einer Strahlung mit unterschiedlichen Wirkungsgraden umgesetzt und somit verschieden gewichtet. Die daraus resultierende effektive Spektralverteilung wird in dieser Schrift als Röntgenspektrum bezeichnet.

[0016] Obige Aufgabe wird weiterhin gelöst durch eine Röntgenapparatur zur Ermittlung der Verteilungen von Dichte und Ordnungszahl in einem Untersuchungsobjekt mit einer Röntgenquelle zur Emission von Röntgenstrahlung, einem Röntgendetektor zum Nachweis der von der Röntgenquelle emittierten Röntgenstrahlung und zum Umsetzen der Röntgenstrahlung in elektrische Signale für eine weitere Verarbeitung, und einer Signalverarbeitungseinrichtung für das Verarbeiten der elektrischen Signale des Röntgendetektors, wobei die Signalverarbeitungseinrichtung die Verteilungen von Dichte und Ordnungszahl in einem Untersuchungsobjekt auf Basis zumindest zweier, an der Röntgenapparatur mit unterschiedlichen Röntgenstrahlspektren aufgezeichneten Verteilungen einer Röntgenabsorption des Untersuchungsobjekts nach einem erfindungsgemäßen Verfahren ermittelt.

[0017] Ferner wird die Aufgabe gelöst durch ein Computersoftwareprodukt zur Ermittlung der Verteilungen von Dichte und Ordnungszahl in einem Untersuchungsobjekt auf Basis von zumindest zwei bei unterschiedlichen Röntgenstrahlspektren aufgezeichneten Bilddatensätzen der Verteilung von Röntgenabsorptionswerten in dem Untersuchungsobjekt nach einem erfindungsgemäßen Verfahren.

[0018] Die vorliegende Erfindung ermöglicht die Berechnung der räumliche Verteilung der mittleren Dichte $\rho(\vec{r})$ und der effektiven Ordnungszahl $Z(\vec{r})$ aus einer Auswertung der spektral beeinflussten Messdaten einer Röntgenapparatur. Man erhält hierüber neuartige Kontraste, insbesondere bezüglich der chemischen und physikalischen Zusammensetzung des Untersuchungsobjekts. Diese, bislang Magnetresonanz-Systemen vorbehaltene funktionale Darstellung eines Untersuchungsobjekts eröffnet der Röntgendiagnostik wie der Röntgeninspektionstechnik eine Vielzahl neuer Anwendungen.

[0019] Beispielsweise erlaubt die Darstellung der Verteilung der Ordnungszahl im Gewebe u. a. Einblicke in die biochemische Zusammensetzung eines untersuchten Objekts, Kontraste aufgrund des chemischen Aufbaus in bisher dichte-homogen dargestellten Organen, eine quantitative Bestimmung von Körperbestandteilen wie z. B. Jod oder dergleichen und ein Heraussegmentieren von Calcifizierungen basierend auf der Ordnungszahl. Die isolierte Dichtedarstellung eines Objekts gestattet eine genaue Schwerpunktbestimmung und Dichtevermessung von Objekten, wie sie u. a. beispielsweise bei Osteoporose vorgenommen werden.

[0020] Im Bereich der Sicherheitstechnik bedeutet dies eine zuverlässigere Detektierbarkeit gefährlicher Komponenten, insbesondere von Explosivstoffen. In der Materialprüfung eröffnet sich der Zugang zur quantitativen Untersuchung der Materialzusammensetzung und der Dichteverteilung in den Prüflingen.

[0021] Weitere vorteilhafte Ausführungen der vorliegenden Erfindung sind in den entsprechenden Unteransprüchen definiert.

[0022] Vorteilhaft erfolgt die Bestimmung der funktionalen Abhängigkeit der Röntgenabsorptionswerte von Dichte und Ordnungszahl für zumindest ein Röntgenstrahlspektrum mittels Referenzmessung an einer Eichprobe und/oder in Form einer Simulation auf der Basis eines physikalischen Modells, so dass eine anlagenspezifische Abhängigkeit eines Röntgenabsorptionswertes von Dichte und Ordnungszahl erhalten wird.

[0023] Vorzugsweise wird ein Umformen der Verteilungen der Röntgenabsorptionswerte in eine Verteilung der Dichte

und eine Verteilung der Ordnungszahl für jeden der zugeordneten Röntgenabsorptionswerte der ersten Verteilung der Röntgenabsorptionswerte und der weiteren Verteilungen der Röntgenabsorptionswerte auf der Grundlage der Ermittlung eines Wertepaares für Dichte und Ordnungszahl so vorgenommen, dass das Wertepaar die bestimmten funktionalen Abhängigkeiten der Röntgenabsorption von Dichte und Ordnungszahl für das erste Röntgenstrahlspektrum und zumindest ein weiteres Röntgenstrahlspektrum erfüllt. Damit können Dichte und Ordnungszahl für ein Bildelement einfach als Schnittmenge der funktionalen Abhängigkeiten der einander zugeordneten Röntgenabsorptionswerte der aufgezeichneten Verteilungen der Röntgenabsorptionswerte berechnet werden.

[0024] Vorteilhafterweise weist das erste Röntgenspektrum eine Quantenenergie auf, die relativ zur Quantenenergie des zweiten Röntgenspektrums eine Röntgenabsorption durch den Photoeffekt begünstigt, so dass eine hohe Auflösung in der Bestimmung der Ordnungszahlen erhalten wird.

[0025] In einer bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung wird zum Verändern eines Röntgenstrahlspektrums für das Aufzeichnen des Untersuchungsobjekts eine Veränderung zumindest eines Betriebsparameters der Röntgenröhre vorgenommen, wobei die Röntgenquelle in einem ersten Betriebszustand ein erstes Röntgenstrahlspektrum und in einem zweiten Betriebszustand ein davon verschiedenes zweites Röntgenstrahlspektrum emittiert, so dass ein schneller Wechsel zwischen zwei Röntgenspektren ermöglicht ist.

[0026] Ferner wird zum Verändern eines Röntgenstrahlspektrums für das Aufzeichnen des Untersuchungsobjekts vorteilhaft eine Veränderung der Detektorcharakteristik vorgenommen, wobei der Röntgendetektor spektrale Teilbereiche der von der Röntgenquelle empfangenen Röntgenstrahlung in voneinander unabhängige elektrische Signale umsetzt und hierbei ein simultanes Aufzeichnen von Verteilungen der Röntgenabsorption bei unterschiedlichen Röntgenspektren zulässt.

[0027] Das Aufzeichnen zumindest einer Teilregion des Untersuchungsobjekts erfolgt ferner vorteilhaft mit erhöhter Röntgendosis damit für diese Teilregion eine zufriedenstellende Auflösung der Dichte- und/oder Ordnungszahl-Verteilung erzielt wird ohne das gesamte Untersuchungsgebiet mit einer erhöhten Röntgendosis zu belegen und z. B. einen Patienten einer zu hohen Strahlenbelastung auszusetzen.

[0028] Zum Aufzeichnen einer ersten Verteilung einer Röntgenabsorption des Untersuchungsobjekts kann entsprechend einer vorteilhaften Weiterentwicklung ein Material in den Strahlengang der Röntgenstrahlung eingebracht werden das zum Aufzeichnen einer zweiten Verteilung einer Röntgenabsorption des Untersuchungsobjekts nicht in den Strahlengang der Röntgenstrahlung eingebracht wird. Damit können beim Aufzeichnen der ersten Schwächungswertverteilung vor bzw. nach dem Untersuchungsobjekt Spektralanteile der Röntgenstrahlung, die für das jeweils verwendete Material spezifisch sind, herausgefiltert werden, so dass eine hohe Empfindlichkeit im Nachweis einer, diesem Material entsprechenden Substanz im Untersuchungsobjekt erreicht wird.

[0029] Im Folgenden wird die vorliegende Erfindung anhand von Ausführungsbeispielen näher beschrieben, wobei auf folgende Figuren verwiesen wird, von denen

[0030] Fig. 1 anhand einer Isoabsorptionslinie das Zustandekommen identischer Schwächungswerte μ bei Materialien unterschiedlicher Zusammensetzung zeigt,

[0031] Fig. 2 die Energieabhängigkeit der Röntgenschwächung für drei Elemente zeigt,

[0032] Fig. 3a ein Funktionsschema der erfindungsgemäßen Berechnungsmethoden zur Ermittlung von Isoabsorptionslinien zeigt,

[0033] Fig. 3b ein Ablaufdiagramm der Transformation der Röntgenabsorptionenwerte in Werte der Materialdichte und Ordnungszahl zeigt,

[0034] Fig. 4 zwei Isoabsorptionslinien einer Gewebeart bei zwei unterschiedlichen Röntgenstrahlspektren zeigt,

[0035] Fig. 5 schematisch drei typische Röntgentechniken zeigt und

[0036] Fig. 6 schematisch verschiedene Methoden zur Variation der Röntgenstrahlspektren darstellt.

[0037] Die Isoabsorptionslinie 11 des Diagramms 10 der Fig. 1 verbindet alle Wertepaare (ρ , Z) mit, bei einem definierten Röntgenstrahlspektrum identischem Schwächungswert μ bzw. C . Die Darstellung der Fig. 1 verdeutlicht, dass Information über Art und Zusammensetzung eines Gewebes bzw. Materials nicht allein auf die Schwächungswerte eines Röntgenbildes gestützt abgeleitet werden können. Üblicherweise benutzt ein Radiologe zum Identifizieren von Gewebearten im Röntgenbild seine Anatomiekenntnisse und sucht auf dieser Basis nach Unregelmäßigkeiten. Zur Klärung der Identität der Unregelmäßigkeiten ist ein Mediziner dann wiederum gezwungen auf Erfahrungswerte und morphologische Kriterien zurückgreifen. Ähnlich stützt sich ein Fachmann der Material- und Sicherheitsprüfung zur Beurteilung des radiographischen Befunds auf seinen beruflichen Erfahrungsschatz.

[0038] Röntgenstrahlung wird von unterschiedlichen Materialien und abhängig von der Energie der Röntgenstrahlung unterschiedlich stark geschwächt. Die Fig. 2 illustriert dies anhand der Energieabhängigkeit 20 des Massenschwächungskoeffizienten für Wasser 23, Calcium 22 und Jod 21. Dies ist auf unterschiedlich wirkende Schwächungsmechanismen bei den verschiedenen Materialien zurückzuführen. Im diagnostisch relevanten Energiebereich der Röntgenstrahlung ist die Röntgenschwächung im wesentlichen auf die Absorption, verursacht durch den Photoeffekt und die, auf dem Comptoneffekt beruhende Streuung zurückzuführen. Die Absorption ist insbesondere bei niedriger Energie der Röntgenstrahlung und bei Geweben mit hoher Ordnungszahl relevant. Die Streuung weist eine geringe Abhängigkeit von der Energie der Röntgenstrahlung auf und ist im wesentlichen von der Elektronendichte, vermittelt über die physikalischen Dichte des Gewebes, abhängig.

[0039] Die im Kontext dieser Beschreibung vereinfacht als Ordnungszahl titulierte effektive Ordnungszahl Z einer bestimmten Gewebeart errechnet sich aus den Ordnungszahlen Z_i der am Aufbau beteiligten Elemente, deren Atomgewichte A_i und deren lokalen materialäquivalenten Dichten ρ_i beispielsweise zu:

$$Z = \left\{ \frac{\sum_i \frac{\rho_i}{A_i} \rho_i Z_i^4}{\sum_i \frac{\rho_i}{A_i} \rho_i} \right\}^{\frac{1}{3}} \quad (3)$$

[0040] Für reines Calcium erhält man $Z_{Ca} = 20$, für Calciumhydrid ca. $Z_{CaH_2} \approx 16,04$ und für Wasser etwa $Z_{H_2O} \approx 7,428$. Die chemische oder auch biochemische Zusammensetzung eines Objekts kann daher sehr gut über die Ordnungszahl Z erfasst werden.

[0041] Voraussetzung für eine Berechnung der Ordnungszahl- und Dichteverteilung in einem Untersuchungsgebiet sind zumindest zwei, in der Aufnahmegeometrie identische, aber mit unterschiedlicher Energie der angewandten Röntgenstrahlung erstellte Röntgenaufnahmen des Gebiets. Bei Verwendung von mehr als zwei mit unterschiedlicher Röntgenstrahlenergie aufgezeichneten Röntgenaufnahmen können die Z - und ρ -Auflösung verbessert werden, doch erhöht sich dadurch auch die Strahlenbelastung. Im Falle der Untersuchung eines Patienten ist diese Möglichkeit daher nicht immer gegeben.

[0042] Ausgangspunkt der Umwandlung von Schwächungswert basierenden Bilddaten in Verteilungsbilder der Ordnungszahlen und der Material- bzw. Gewebedichte ist die Kenntnis der Isoabsorptionslinien für jedes Röntgenspektrum einer Röntgenapparatur. Wie bereits erwähnt, ist hierbei unter Röntgenspektrum nicht der eng gefasste Begriff der Spektralverteilung einer von der Röntgenquelle der Apparatur emittierten Röntgenstrahlung zu verstehen, sondern ein erweiterter Begriff, der die unterschiedliche Gewichtung unterschiedlicher Spektralbereiche des Emissionsspektrums der Röntgenröhre auf Seiten der Röntgendetektoren berücksichtigt. Ein gemessener Schwächungswert ergibt sich daher aus der direkten Schwächung des von der Röntgenröhre emittierten Strahlenspektrums und dem spektralen Wirkungsgrad des verwendeten Röntgendetektors. Beide Werte sind anlagenspezifische Größen und müssen entweder direkt oder indirekt mittels der Schwächungswerte von Eichproben ermittelt werden. Sie sind die Grundlage zur Berechnung der Isoabsorptionslinien.

[0043] In der Fig. 3a sind drei Verfahren 300 zur Modellierung bzw. zur Berechnung einer Schar von Isoabsorptionslinien skizziert, nämlich eine theoretische Modellierung, eine experimentelle Bestimmung und eine theoretische Modellierung mit einer Kalibrierung der Kurven durch experimentell bestimmte Parameter.

[0044] Prinzipiell sind so viele Isoabsorptionslinien zu bestimmen, wie Schwächungswerte zum Abdecken der Spanne von Röntgenschwächungen in den Röntgenaufnahmen erforderlich sind. Dabei ist nicht für jeden theoretisch auftretenden Schwächungswert eine Isoabsorptionslinie zu berechnen; nicht errechnete Isoabsorptionslinien können bei Bedarf durch Interpolation oder andere geeignete Mittelungsverfahren verfügbar gemacht werden.

[0045] Die Grundschrte der theoretischen Modellierung sind im linken Ast des Ablaufschemas der Fig. 3a dargestellt. Im Schritt S302 werden zunächst die Daten der für eine Anlage spezifischen Röntgenemissionsspektren $S(E)$ mit den verfügbaren Röhrenspannungen als Parameter eingelesen. Die Spektralverteilungen der Röntgenstrahlung können hierzu im Vorfeld experimentell für jede einzelne Röntgenanlage ausgemessen werden, oder es werden die für einen speziellen Röntgenquellentyp charakteristischen Daten verwendet. Das Ermitteln der Detektorapparatfunktion $w(E)$ erfolgt in Schritt S303. Auch hierzu kann im Vorfeld eine genaue Vermessung der Detektoranordnung vorgenommen werden oder aber es werden den Detektortyp charakterisierenden Daten wie z. B. dessen spektrale technische Spezifikation verwendet. Die Berechnung der Isoabsorptionslinien in Form von Kurvenscharen $C_i(p, Z)$ bzw. $\mu_i(p, Z)$ wird auf der Basis eines physikalischen Modells in Schritt S304 vorgenommen, das für jede relevante Kombination von $S(E)$ und $w(E)$ die Röntgenschwächungen C_i bzw. μ_i für Materialien mit unterschiedlichen Ordnungszahlen und bei unterschiedlichen Materialdichten nachbildet.

[0046] Alternativ zur theoretischen Modellierung der Schritte S302 bis S304 können die Kurvenscharen der Isoabsorptionslinien auch experimentell ermittelt werden. Hierzu werden in Schritt S305 die Röntgenschwächungen von Eichmaterialien mit unterschiedlicher Dichte und mittlerer Ordnungszahl in der Röntgenapparatur bei verschiedenen relevanten Kombinationen von $S(E)$ und $w(E)$ gemessen. Die Messwerte bilden die Stützpunkte für die folgende Berechnung der Kurvenscharen von Isoabsorptionslinien C_i bzw. μ_i in Schritt S306.

[0047] Als weitere Alternative können die auf theoretischer Basis modellierten Kurvenscharen C_i bzw. μ_i mit experimentell ermittelten Röntgenschwächungswerten kalibriert werden. In Schritt S307 werden die zum Eichn der theoretischen Kurvenscharen notwendigen Schwächungswerte wie oben für Schritt S305 beschrieben mit geeigneten Eichmaterialien bzw. Phantomen in der Röntgenanlage gemessen. Im Unterschied zur rein theoretischen Modellierung der Schritte S302 bis S304 ist bei diesem Verfahren die exakte Kenntnis der Röntgenemissionsspektren $S(E)$ und $w(E)$ nicht Voraussetzung sondern Parameter der theoretischen Modellierung der Kurvenscharen von Isoabsorptionslinien C_i bzw. μ_i in Schritt S308. Das Kalibrieren der Kurven in Schritt S309 mit den in Schritt S307 experimentell ermittelten Eichwerten definiert schließlich Werte für diese Parameter, die spezifisch für die Röntgenemissionsspektren und Detektorapparatfunktionen der Röntgenapparatur sind.

[0048] Mit der Ermittlung der Isoabsorptionslinien für die erforderlichen Röntgenschwächungswerte und Kombinationen von $S(E)$ und $w(E)$ sind die Voraussetzungen für eine Transformation von Bilddaten, die Schwächungswerte der Röntgenstrahlung beim Durchgang durch ein Gewebe repräsentieren in Bilddaten, die eine Verteilung der Ordnungszahl bzw. der Materialdichte im entsprechenden Gewebe repräsentieren geschaffen.

[0049] Je nach Aufgabenstellung können die drei Verfahren zur Isoabsorptionslinienbestimmung auch gemischt verwendet werden. Beispielsweise können Werte, die experimentell nur ungenau oder nur mit großem Aufwand oder gar nicht zu ermitteln sind, mithilfe einer theoretischen Modellierung ergänzt oder in ihrer Genauigkeit präzisiert werden.

Die mit unterschiedlichen Methoden erschlossenen Daten werden dann in Schritt S310 zu einem einheitlichen Datensatz zusammengefasst und in Schritt S311 für die Bildtransformationen bereitgehalten.

[0050] In der Fig. 3b ist das erfindungsgemäße Transformationsverfahren 320 dargestellt. Es stützt sich auf die nach einem der zuvor beschriebenen Verfahren 300 ermittelten und als Datensatz in Schritt S321 bereitgehaltenen Kurvenscharen von Isoabsorptionslinien.

5 [0051] Eine Transformation erfolgt bildelementweise. Im folgenden wird von einer Transformation einer Röntgenschwächungswertverteilung basierend auf zwei bei unterschiedlichen Röntgenstrahlenergiespektren aber identischer Aufnahmegeometrie aufgenommen Röntgenbildern ausgegangen. Dies ist die minimale Voraussetzung für eine Durchführung einer erfindungsgemäßen Transformation. Jedoch können auch mehr als zwei Röntgenaufnahmen bei mehr als zwei unterschiedlichen Energieverteilungen der Röntgenstrahlung Verwendung finden.

10 [0052] Die Auswahl eines zu transformierenden Bildelements wird im Schritt S322 getroffen und im folgenden Schritt S323 werden die Schwächungswerte C_1 bzw. μ_1 für dieses Bildelement aus dem ersten und C_2 bzw. μ_2 aus dem zweiten Röntgenbild gelesen. Im anschließenden Schritt S324 erfolgt die Abfrage des für die erste Röntgenaufnahme verwendeten Röntgenstrahlspektrums $S_1(E)$ und der Detektorapparatfunktionen $w_1(E)$ sowie der entsprechenden Werte $S_2(E)$ und $w_2(E)$ für das zweite Röntgenbild. Diese Werte bilden die Parameter für eine nachfolgende Auswahl der den jeweiligen Schwächungswerten zuzuordnenden Isoabsorptionslinien. Die Spektralverteilungen $S_i(E)$ bzw. $w_i(E)$ können hierbei auch indirekt, z. B. über eine Abfrage der verwendeten Röhrenspannungen U_1 bzw. U_2 bzw. der Betriebsparameter der Röntgendetektoren ermittelt werden.

20 [0053] Im Schritt S325 werden aus dem in Schritt S321 bereitgehaltenen Datensatz von Isoabsorptionslinien eine erste Kurve, welche die Bedingungen C_1 bzw. μ_1 bei den Parametern $S_1(E)$ und $w_1(E)$ erfüllt und eine zweite Kurve, welche die Bedingungen C_2 bzw. μ_2 bei den Parametern $S_2(E)$ und $w_2(E)$ erfüllt ausgewählt. Ein Beispiel einer dergestalt erhaltenen ersten 11 und zweiten 41 Isoabsorptionslinie ist im Diagramm 40 der Fig. 4 dargestellt.

25 [0054] Der Schnittpunkt 42 als Schnittmenge beider Kurven 11 und 41 wird im Schritt S326 des Transformationsverfahrens 320 berechnet. Der Kurvenschnitt 42 lässt sich z. B. durch eine lokale lineare Transformation oder mittels iterativer Schnittpunktfindung ermitteln. Da die beiden Kurven 11 und 41 zwei unterschiedliche Schwächungswerte für das selbe Bildelement und daher für einen identischen Teilbereich eines untersuchten Gewebes repräsentieren, müssen beide Schwächungswerte von der selben Material- bzw. Gewebearart verursacht sein. Die Koordinaten (ρ , Z) des Kurvenschnittpunkts 42 geben daher die Materialdichte und die Ordnungszahl des dem Bildelement zuzuordnenden Gewebeteilbereichs wieder.

30 [0055] Schließlich wird in Schritt S327 der so ermittelte Ordnungszahlwert Z in die Ordnungszahlverteilung als entsprechender Bildelementwert geschrieben, in Schritt S328 analog der ermittelte Materialdichtewert ρ in die Dichteverteilung. Die Schritte S322 bis S328 werden für alle verbleibenden Bildpunkte wiederholt, bis eine abschließende Bildausgabe in Schritt S329 erfolgen kann. Dabei kann der Schritt S324 übersprungen werden, da die Spektralverteilungen $S_i(E)$ bzw. $w_i(E)$ für alle Bildelemente eines Bildes identisch sind.

35 [0056] Die Genauigkeit der Bestimmung der Dichte ρ und der Ordnungszahl Z wird im wesentlichen vom Rauschanteil der Schwächungswerte und der spektralen Auflösung der Messung beeinflusst. Der Rauschanteil kann z. B. über die verwendete Röntgendosis beeinflusst werden. Die spektrale Auflösung ist eine Funktion des Abstands und der Breite der zur Messung verwendeten Röntgenspektren.

40 [0057] Generell erhält man bei Röntgenspektren relativ niedriger Energie eine Bevorzugung der Röntgenschwächung durch den Photoeffekt, bei Röntgenspektren relativ höherer Energie eine Bevorzugung der Röntgenschwächung durch den Comptoneffekt. Genauer ausgedrückt ist der Einfluss der Ordnungszahl auf die Röntgenschwächungswerte einer Aufnahme bei geringerer Röntgenenergie relativ größer als bei höherer Röntgenenergie. Der Einfluss einer Material- bzw. Gewebedichte auf die Röntgenschwächungswerte verhält sich dagegen genau umgekehrt. Vorteilhaft wird daher zunächst ein erstes Röntgenspektrum so gewählt, dass ein deutlicher Anteil an den ersten Röntgenschwächungswerten vom Einfluss der Ordnungszahlen des untersuchten Gewebes oder Materials herrührt und ein zweites Röntgenspektrum wird 45 dann so gewählt, dass die Dichten des Untersuchungsobjekts einen deutlichen Einfluss auf die zweiten Röntgenschwächungswerte nehmen.

[0058] Für die Computertomographie (CT) werden daher Quantenenergien der Röntgenstrahlspektren im Bereich zwischen 50 keV und 120 keV bevorzugt, so dass ein ausreichender Energieabstand zwischen einem ersten und einem zweiten Röntgenspektrum gewählt werden kann ohne die Röntgendosis in für Patienten schädliche Bereiche erhöhen zu müssen. In der Mammographie und der Mikro-CT können der untere Energiebereich sogar auf 10 keV bzw. 1 keV festgelegt werden.

50 [0059] Die Material und Sicherheitsprüfung verwendet i. A. höhere Röntgendosen als bei der Untersuchung von Lebewesen vertretbar sind. Mit diesen höheren Röntgendosen erhält man ein meist wesentlich besseres Signal-zu-Rauschverhältnis. Außerdem können auch wesentlich höhere Röntgenstrahlenergien von bis zu 1 MeV verwendet werden. Damit kann, auch wenn die Ordnungszahl bei einer bestimmten Röntgenstrahlenergie nur zu einem geringen Anteil zur Röntgenabsorption beiträgt, ihr Wert dennoch mit guter Genauigkeit bestimmt werden, sofern bei der verwendeten Röntgendosis der Rauschanteil der Röntgenabsorptionswerte deutlich geringer ist als der relative Anteil der Ordnungszahl an den entsprechenden Röntgenabsorptionswerten. Es kommt daher nicht so sehr auf die absolute energetische Lage der verwendeten Röntgenspektren an, sondern auf deren unterschiedliche energetische Lage zueinander. Die Wahl der absoluten 60 Lagen wird dann von den verwendbaren Röntgendosen und den nachzuweisenden Stoffen beeinflusst.

[0060] Ausreichende Ordnungszahl-Kontraste für einen zufriedenstellenden Einblick in die chemische Zusammensetzung eines Materials oder die biochemische Zusammensetzung eines Gewebes werden über die Röntgendosis und die verwendeten Röntgenspektren eingestellt. Die notwendige Auflösung in der Darstellung der Ordnungszahlverteilung hängt von der diagnostischen Aufgabenstellung ab. Für eine quantitative Messung von typischen Körperbestandteilen wie z. B. Jod, Magnesium, Kohlenstoff, Stickstoff, Sauerstoff, Natrium, Phosphor, Schwefel, Chlor, Kalium, Mangan, Eisen, Kobalt, Kupfer, Zink, Selen, Molybdän oder dergleichen ist eine andere Z -Auflösung erforderlich als zum Erzie- 65 len eines chemischen Kontrasts basierend auf z. B. dem Eisengehalt in einer Leber. Relativ gering sind die Anforderun-

gen an eine Z-Auflösung für ein Heraussegmentieren von Objekten aus einer Umgebung mit stark unterschiedlicher Ordnungszahl. Prinzipiell muss die Z-Auflösung besser sein als die Differenz der noch zu unterscheidenden Ordnungszahlen. Gegenwärtig ist eine Z-Auflösung von bis zu 0,1 erreichbar.

[0061] Die Dichteverteilung kann zur Messung der Gewichtsverteilung eines Objekts gemäß der Gleichung

$$m(\vec{r}) = \rho(\vec{r}) \times \Delta v(\vec{r}) \quad (4)$$

ausgewertet und zur Schwerpunktsbestimmung verwendet werden. Anwendungen sind z. B. die Dichtevermessung von Knochen oder des Gehirns, aber auch die Bestimmung des tatsächlichen Schwerpunkts eines Prüfgegenstands.

[0062] Zur Klassifizierung und Segmentierung von Körpermaterialien wie beispielsweise Leber, Nieren, weißer und grauer Gehirnmasse etc. oder Materialklassen kann eine kombinierte Auswertung der Ordnungszahl- und Dichteverteilung vorgenommen werden, indem eine Fensterung der Dichte und der über die Ordnungszahl bestimmten Gewebe- bzw. Materialart vorgenommen wird. Zusätzlich zum Segmentieren eines z. B. malignen Gewebes kann mit dieser Methode beispielsweise gleichzeitig dessen Stickstoffgehalt bestimmt und für die Dosisplanung in einer nachfolgenden Strahlentherapie verwendet werden.

[0063] Um einen Vergleich mit der klassischen, Schwächungswerte darstellenden Radiographie zu ermöglichen, können die ursprünglichen Bilder auch weiterhin als Standard-Röntgenbilder dargestellt werden. Falls diese nicht mehr vorhanden sind, lässt sich aus der Ordnungszahl- und Dichteverteilung eines Untersuchungsgegenstands rückwärts ein abwärtskompatibles Standard Röntgenbild errechnen.

[0064] Bei dem im Vergleich zur Computertomographie hohen Detektorrauschen von Röntgenbildsystemen ist die Dynamik der Röntgenbildkontraste und somit die erzielbare Z- und p-Auflösung reduziert. Unter Umständen würde die Vorgabe einer hohen Z- bzw. p-Auflösung bei einer großflächigen Untersuchung eine unzulässig hohe Dosisbelastung bedeuten. Nach den Übersichtsmessungen wird daher entsprechend den diagnostischen Erfordernissen in einem relativ kleinen Untersuchungsgebiet eine zweite Messung mit erhöhter Dosis vorgenommen. In der Mammographie empfiehlt sich diese Methode zur Untersuchung von Mikro-Calcifizierungen.

[0065] In der Fig. 5 sind drei verschiedene Röntgensysteme zur Illustration dreier Grundprinzipien von Röntgendurchleuchtungsverfahren dargestellt.

[0066] Fig. 5a zeigt ein Röntgenbildsystem 500 zur projektiven Abbildung eines Untersuchungsobjekts 503 auf einen zweidimensionalen Flächendetektor 502. Ein Patient 503 oder ein Gegenstand 503 befinden sich darin im allgemeinen während einer Röntgenabbildung relativ zur Anordnung aus Röntgenröhre 501 und Detektor 502 in Ruhestellung.

[0067] Die Fig. 5b gibt als Beispiel einer Computertomographie-Vorrichtung schematisch das Prinzip eines Fächerstrahlgeräts 500 mit rotierendem Detektorsystem 502 wieder. Die von der Röntgenröhre 501 fächerförmig emittierten Röntgenstrahlen durchleuchten das Untersuchungsobjekt 503 aus einer bestimmten Winkelstellung und treffen schließlich auf eine zeilenförmige Anordnung diskreter Detektoren. Ein Aufnahmezyklus umfasst eine Vielzahl solcher Durchleuchtungen in unterschiedlichen Winkelstellungen zum Untersuchungsgegenstand.

[0068] Bei dem in der Fig. 5c illustrierten Typ einer Röntgendurchleuchtungsvorrichtung 500 wird der Untersuchungsgegenstand 503 mit einer Transportvorrichtung wie z. B. einem Transportband 506 durch den Strahlengang 504 der Anlage geführt. Dieser Typ von Röntgenapparat wird hauptsächlich in der Sicherheitsprüfung verwandt. Als Detektor wird ein linienförmiger, eindimensionaler, oft L-förmiger Detektor verwendet. Beim Durchfahren durch den Strahlengang 504 wird der Gegenstand 503 von den von der Röntgenröhre 501 emittierten Röntgenstrahlen zeilenweise abgetastet und aus den so erstellten Bildzeilen ein vollständiges Durchleuchtungsbild des Gegenstands zusammengesetzt.

[0069] Die Fig. 6 zeigt verschiedene Möglichkeiten der Beeinflussung des effektiven Röntgenstrahlspektrums, wie es sich aus dem Zusammenwirken der von der Röntgenröhre 501 emittierten Strahlungsverteilung 610 (611) und der spektralen Charakteristik der Detektorapparatefunktion 612 (620) ergibt.

[0070] Fig. 6a illustriert ein schnelles Umschalten der Röhrenspannung von einem Wert U_1 auf einen Wert U_2 , so dass ein Wechsel zwischen zwei Röntgenemissionsspektren 610 und 611 erzielt wird. Vorteilhaft wird jede Teilaufnahme eines Aufnahmezyklus zuerst bei einer der beiden Röhrenspannungen und unmittelbar anschließend bei der anderen der beiden Röhrenspannungen aufgezeichnet um Artefakte durch Bewegungen z. B. eines Patienten während des Aufnahmezyklus zu minimieren. Bei Röntgenapparaten 500 mit kurzen Messzeiten wie z. B. Röntgenprojektionssystemen kann auch jeder Aufnahmezyklus vollständig bei jeweils einer der beiden Röhrenspannungen durchfahren werden. Statt einem Umschalten der Röhrenspannung können auch Filter oder Filtersysteme zwischen Röntgenröhre und Untersuchungsobjekt bzw. zwischen Untersuchungsobjekt und Röntgendetektor zur Beeinflussung des Röntgenspektrums eingebracht werden. Der dargestellte Betrieb der Röntgenröhre bei einer Betriebsspannung U_1 wird dann ersetzt durch einen Betrieb bei einer Standard-Betriebsspannung und Verwendung von keinem oder einem ersten Filter bzw. Filtersystem; ein Betrieb bei U_2 wird durch Verwenden eines zweiten Filters bzw. Filtersystems ersetzt.

[0071] Da eine Röntgenröhre 501 keine monoenergetische Strahlung sondern ein relativ breites Spektrum von Röntgenstrahlung 504 emittiert, kann man, wie in der Fig. 6b gezeigt in einem Messvorgang mehrere Aufnahmen bei unterschiedlichen Röntgenspektren erhalten indem man einen energiesensitiven Detektor 620 verwendet. Dieser liefert für i. a. nebeneinander angeordnete Spektralbereiche getrennte Messsignale. Man erhält Schwächungswerte somit simultan für unterschiedliche, voneinander getrennte Spektralbereiche des Röntgenspektrums also in einem Aufnahmezyklus eine, von der Ausführungsform und Beschaltung des Detektors definierte Anzahl von Röntgenbildern bei unterschiedlichen Strahlenergien. Solche Detektoren 620 können als Schichtaufbau-Detektoren realisiert werden, wobei ausgenutzt wird, dass die Eindringtiefe von Röntgenstrahlung in das Schichtsystem des Detektors von der Energie der Röntgenquanten bestimmt wird. Alternativ zu Schichtdetektoren können Quantenzähler als energiesensitive Detektoren verwendet werden.

[0072] Eine dritte Variante zur Beeinflussung des Röntgenemissionsspektrums zeigt die Fig. 6c. Hierbei wird ein Material 630 eines aufgabenspezifischen Elements z. B. in Form schnell drehender Filtrerräder 630 zwischen Röntgenröhre 501 und Untersuchungsobjekt 503 oder zwischen Untersuchungsobjekt 503 und Röntgendetektor 502 platziert. Jedes

Element absorbiert auf charakteristische Weise Röntgenstrahlung in einem ebenfalls charakteristischen Spektralbereich. Befindet sich ein Flügel des Filtrerrads im Strahlengang, so wird ein für dieses Element typischer Spektralbereich im Strahlengang gedämpft bzw. im günstigsten Fall eliminiert. Für jede Teilaufnahme eines Aufnahmezyklus werden nun eine Messung ohne und eine Messung mit einem Filtrerradflügel im Strahlengang vorgenommen. Ein dem Filtrerradelement entsprechendes Element im Untersuchungsobjekt kann dann nur in den Messungen ohne Filtrerradabdeckung des Strahlengangs einen Röntgenschwächungswert **632** aufweisen. Im anderen Fall ist der gemessene Schwächungswert **633** idealerweise gleich Null. Auf diese Weise kann mit hoher Präzision das Vorhanden- bzw. Nichtvorhandensein eines bestimmten Elements, wie beispielsweise Eisen oder Kupfer in einem Untersuchungsobjekt nachgewiesen werden. Diese Nachweismethode ist insbesondere in der Mammographie und der Materialprüfung von Bedeutung.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Ermittlung der Verteilungen von Dichte und Ordnungszahl in einem Untersuchungsobjekt (**503**) mit Schritten
 - zum Aufzeichnen einer ersten Verteilung von Röntgenabsorptionswerten des Untersuchungsobjekts (**503**) bei einem ersten Röntgenspektrum und zum Aufzeichnen zumindest einer zweiten Verteilung von Röntgenabsorptionswerten des Untersuchungsobjekts (**503**) bei einem zweiten Röntgenstrahlspektrum, zum Bestimmen einer ersten funktionalen Abhängigkeit (**11**) eines ersten Röntgenabsorptionswertes der ersten Verteilung von Röntgenabsorptionswerten von Dichte und Ordnungszahl und zum Bestimmen zumindest einer zweiten funktionalen Abhängigkeit (**41**) eines, dem ersten Röntgenabsorptionswert zugeordneten zweiten Röntgenabsorptionswertes der zweiten Verteilung von Röntgenabsorptionswerten von Dichte und Ordnungszahl, und zum Ermitteln eines Werts für die Dichte und die Ordnungszahl aus einem Vergleich der ersten funktionalen Abhängigkeit (**11**) mit der zweiten funktionalen Abhängigkeit (**41**) und/oder weiteren funktionalen Abhängigkeiten.
 2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet dass die Bestimmung der funktionalen Abhängigkeit (**11**, **41**) der Röntgenabsorptionswerte von Dichte und Ordnungszahl für zumindest ein Röntgenstrahlspektrum mittels Referenzmessung an einer Eichprobe erfolgt.
 3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet dass die Bestimmung der funktionellen Abhängigkeit (**11**, **41**) der Röntgenabsorptionswerte von Dichte und Ordnungszahl für zumindest ein Röntgenstrahlspektrum in Form einer Simulation auf der Basis eines physikalischen Modells erfolgt.
 4. Verfahren nach Anspruch 1, 2 oder 3, dadurch gekennzeichnet dass ein Umformen der Verteilungen der Röntgenabsorptionswerte in eine Verteilung der Dichte und eine Verteilung der Ordnungszahl für jeden der zugeordneten Röntgenabsorptionswerte der ersten Verteilung der Röntgenabsorptionswerte und der weiteren Verteilungen der Röntgenabsorptionswerte auf der Grundlage der Ermittlung eines Wertepaares (**42**) für Dichte und Ordnungszahl so vorgenommen wird, dass das Wertepaar (**42**) die bestimmten funktionalen Abhängigkeiten der Röntgenabsorption von Dichte und Ordnungszahl für das erste Röntgenstrahlspektrum und zumindest ein weiteres Röntgenstrahlspektrum erfüllt.
 5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet dass das erste Röntgenspektrum eine Quantenenergie aufweist, die relativ zur Quantenenergie des zweiten Röntgenspektrums eine Röntgenabsorption durch den Photoeffekt begünstigt.
 6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet dass zum Verändern eines Röntgenstrahlspektrums für das Aufzeichnen des Untersuchungsobjekts (**503**) eine Veränderung zumindest eines Betriebsparameters der Röntgenröhre und/oder eine Veränderung der Detektorcharakteristik vorgenommen wird.
 7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet dass das Aufzeichnen zumindest einer Teilregion des Untersuchungsobjekts (**503**) mit erhöhter Röntgendosis erfolgt.
 8. Röntgenapparatur (**500**) zur Ermittlung der Verteilungen von Dichte und Ordnungszahl in einem Untersuchungsobjekt mit einer Röntgenquelle (**501**) zur Emission von Röntgenstrahlung (**504**), einem Röntgendetektor (**502**) zum Nachweis der von der Röntgenquelle emittierten Röntgenstrahlung (**504**) und zum Umsetzen der Röntgenstrahlung (**504**) in elektrische Signale für eine weitere Verarbeitung, und einer Signalverarbeitungseinrichtung (**505**) für das Verarbeiten der elektrischen Signale des Röntgendetektors (**502**) dadurch gekennzeichnet, dass die Signalverarbeitungseinrichtung (**505**) die Verteilungen von Dichte und Ordnungszahl in einem Untersuchungsobjekt (**503**) auf Basis zumindest zweier, an der Röntgenapparatur (**500**) mit unterschiedlichen Röntgenstrahlspektren aufgezeichneten Verteilungen einer Röntgenabsorption des Untersuchungsobjekts (**503**) nach einem der Verfahren der Ansprüche 1 bis 7 ermittelt.
 9. Röntgenapparatur nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Röntgenquelle (**501**) in einem ersten Betriebszustand ein erstes Röntgenstrahlspektrum (**610**) und in einem zweiten Betriebszustand ein davon verschiedenes zweites Röntgenstrahlspektrum (**611**) emittiert.
 10. Röntgenapparatur nach Anspruch 8 oder 9, dadurch gekennzeichnet, dass der Röntgendetektor (**502**) spektrale Teilbereiche der von der Röntgenquelle (**501**) empfangenen Röntgenstrahlung (**504**) in voneinander unabhängige elektrische Signale umsetzt.
 11. Röntgenapparatur nach Anspruch 8, 9 oder 10, dadurch gekennzeichnet, dass zum Aufzeichnen einer ersten Verteilung einer Röntgenabsorption des Untersuchungsobjekts (**503**) ein Material (**630**) in den Strahlengang der Röntgenstrahlung (**504**) eingebracht wird und zum Aufzeichnen einer zweiten Verteilung einer Röntgenabsorption des Untersuchungsobjekts (**503**) kein entsprechendes Material in den Strahlengang der Röntgenstrahlung (**504**) eingebracht wird.
 12. Computersoftwareprodukt zur Ermittlung der Verteilungen von Dichte und Ordnungszahl in einem Untersu-

DE 101 43 131 A 1

chungsobjekt (503) auf Basis von zumindest zwei bei unterschiedlichen Röntgenstrahlspektren aufgezeichneten Bilddatensätzen der Verteilung von Röntgenabsorptionswerten in dem Untersuchungsobjekt (503) nach einem der Verfahren 1 bis 7.

Hierzu 5 Seite(n) Zeichnungen

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

FIG 1

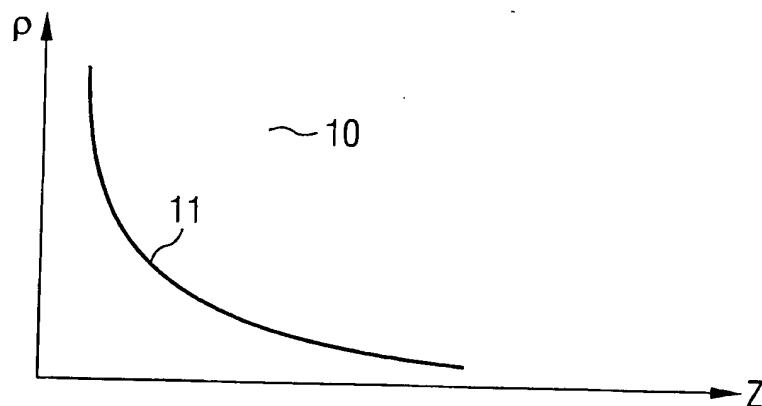


FIG 2

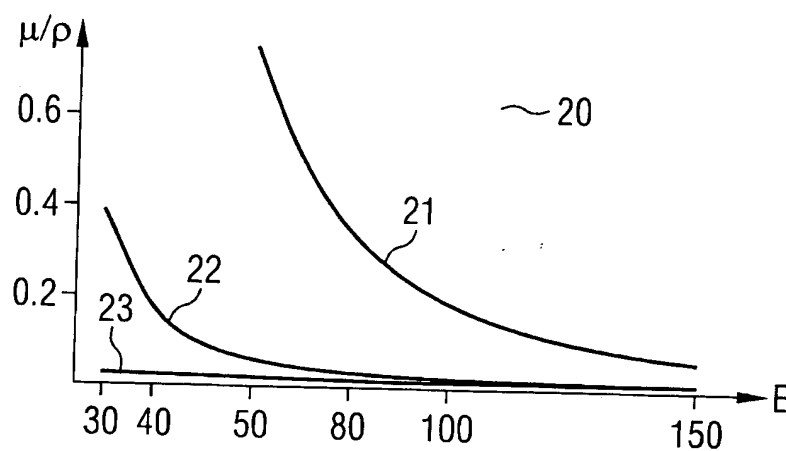


FIG 4

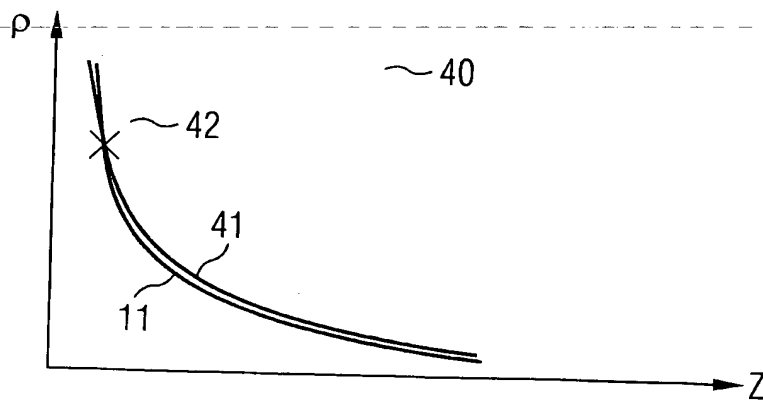


FIG 3a

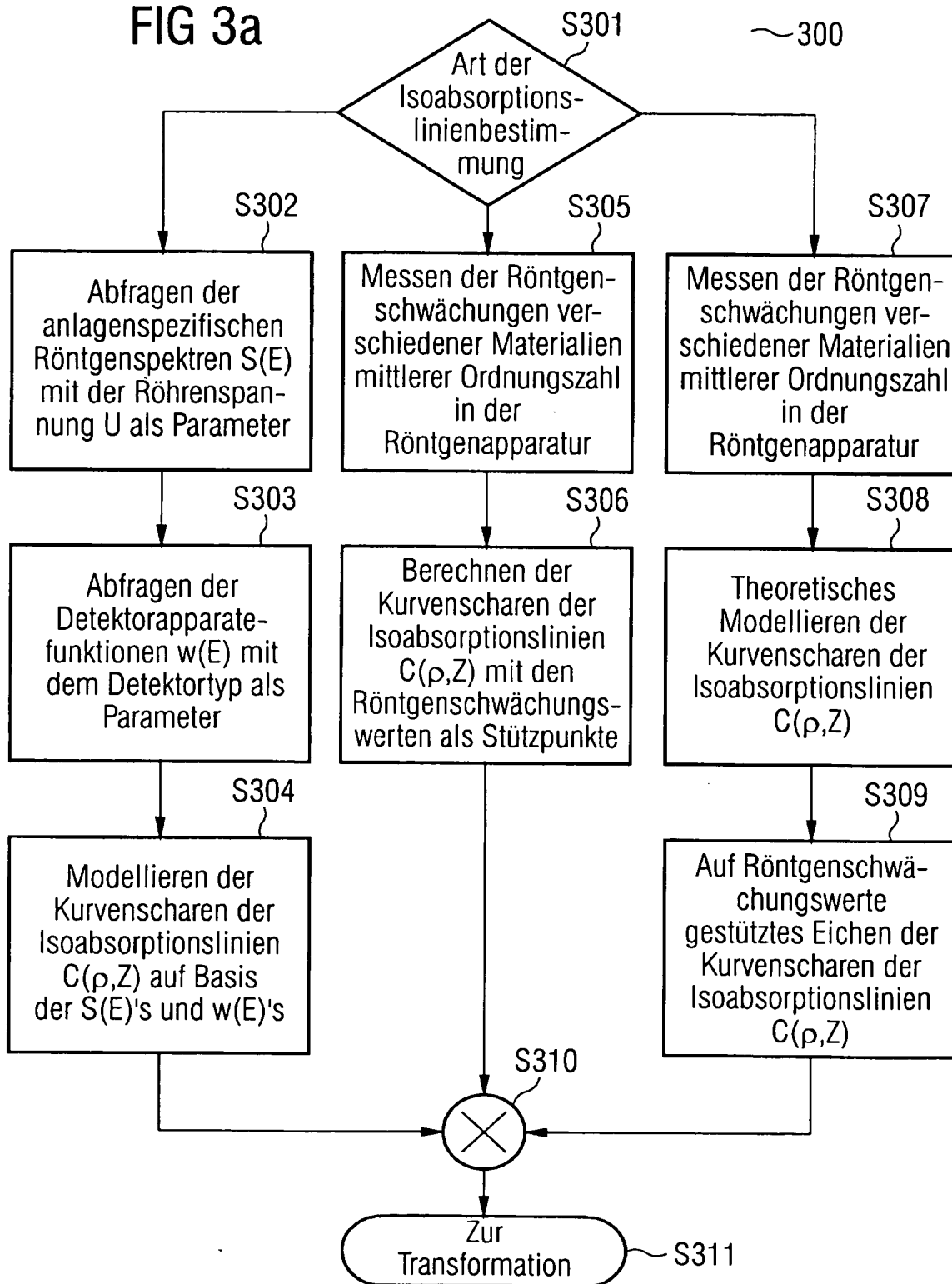


FIG 3b

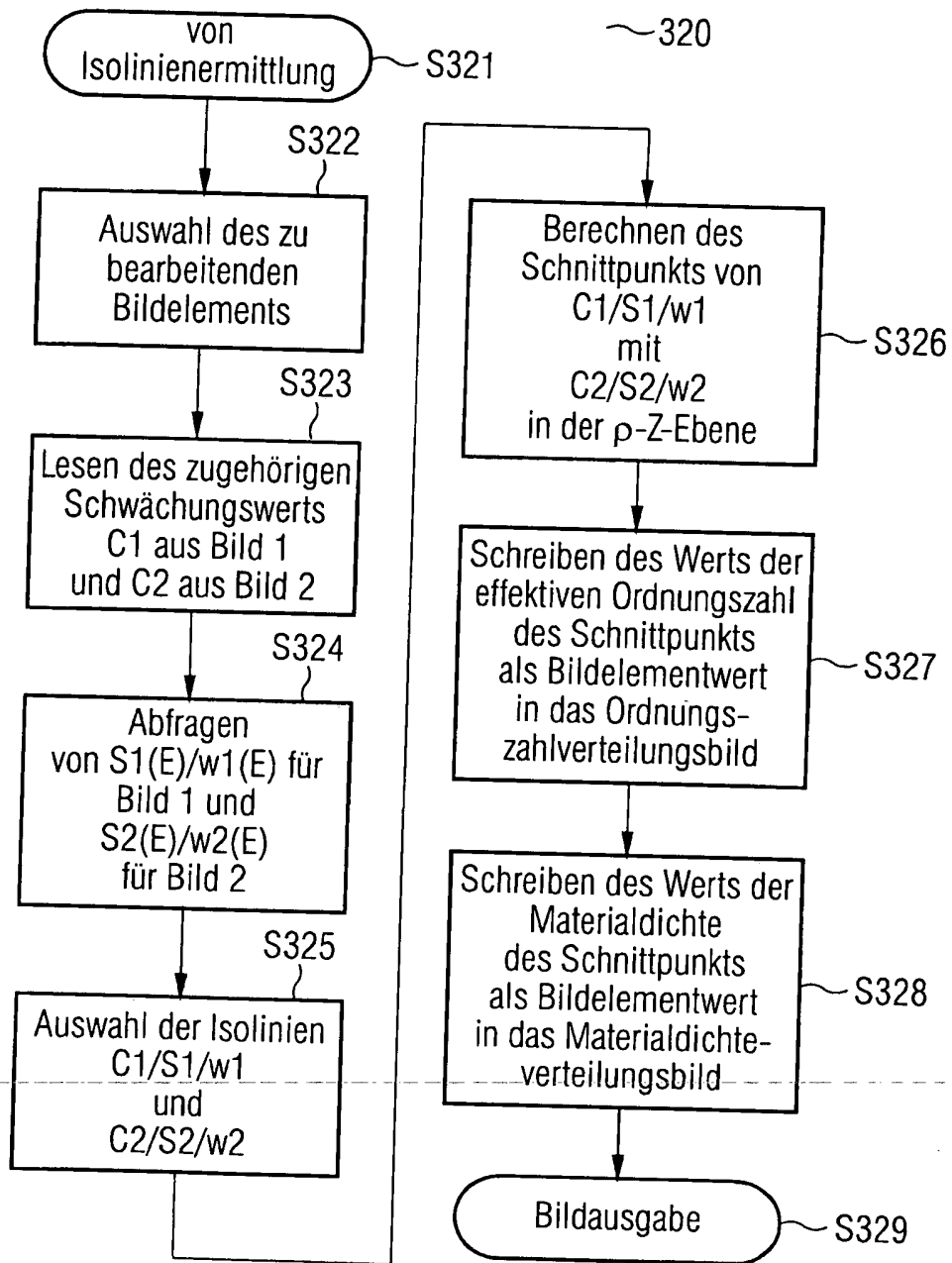


FIG 5a

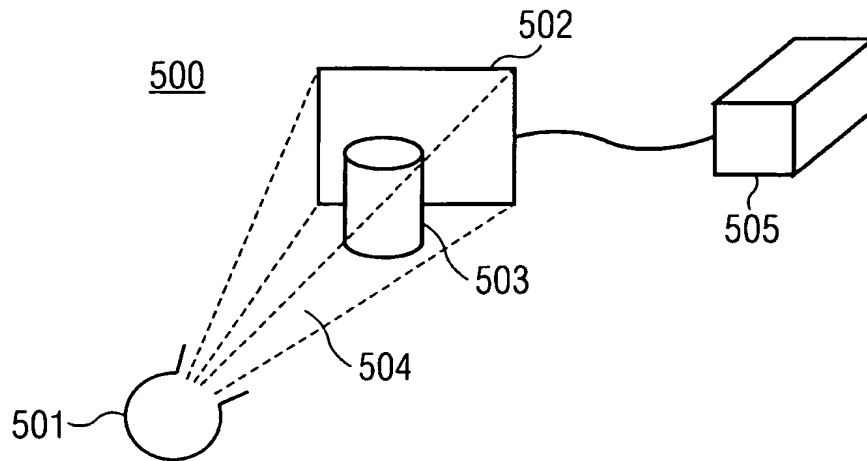


FIG 5b

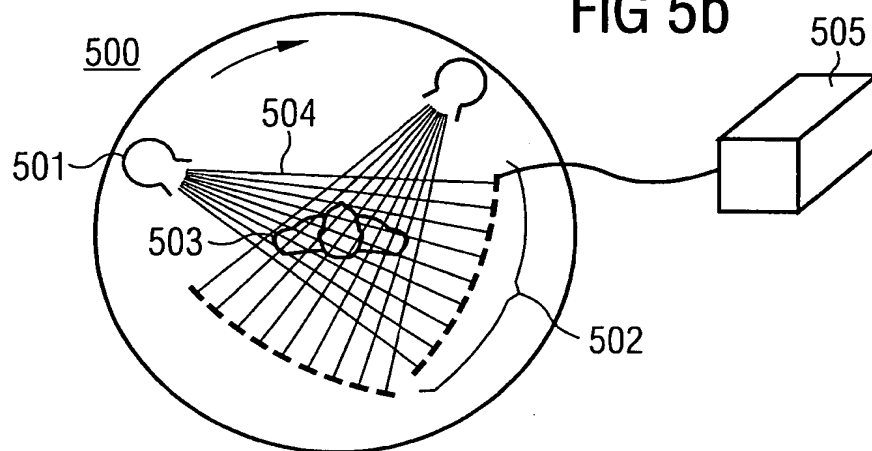


FIG 5c

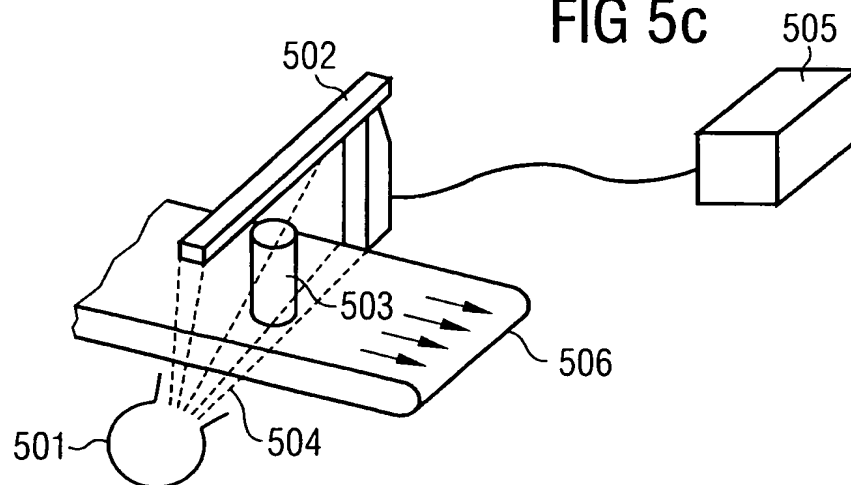


FIG 6a

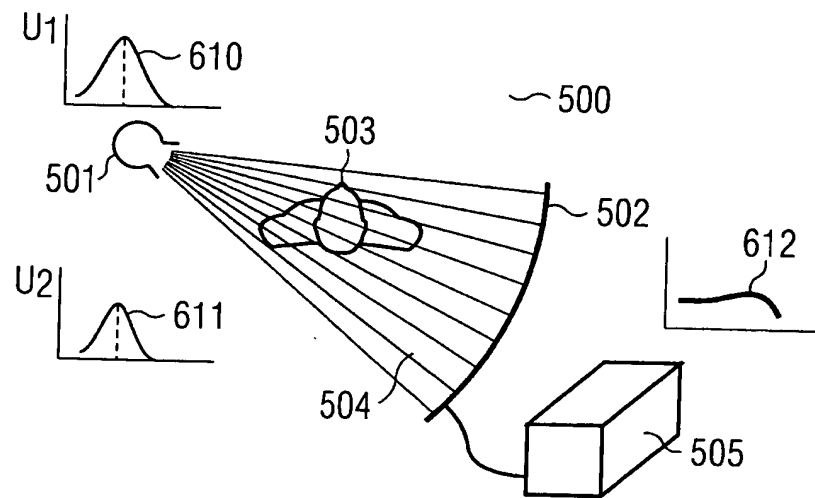


FIG 6b

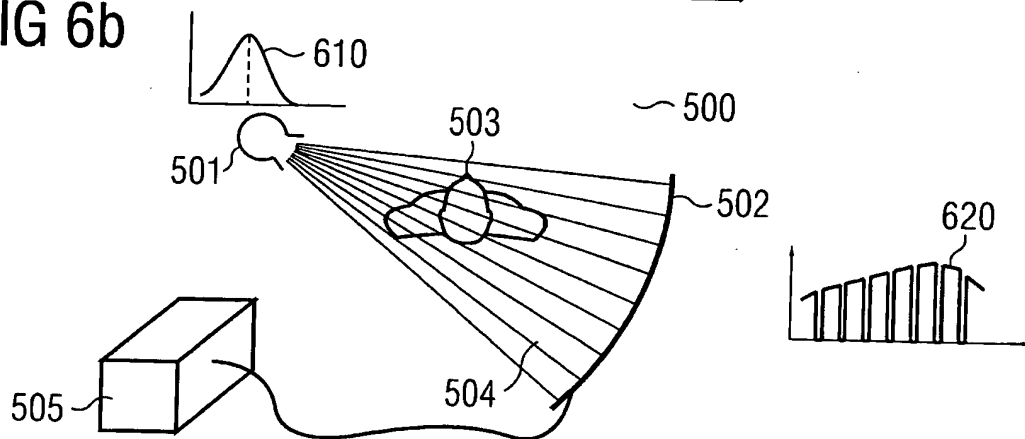


FIG 6c

